

Aus der Veterinär-Chirurgischen Klinik der Universität Zürich

(Direktor: Prof. Dr. A. Müller)

Arbeit unter der Leitung von Dr. R. Heckmann

ZUR ABLEITUNG SOMATOSENSORISCHER REIZANTWORTPOTENTIALE

VOM CORTEX DES HUNDES

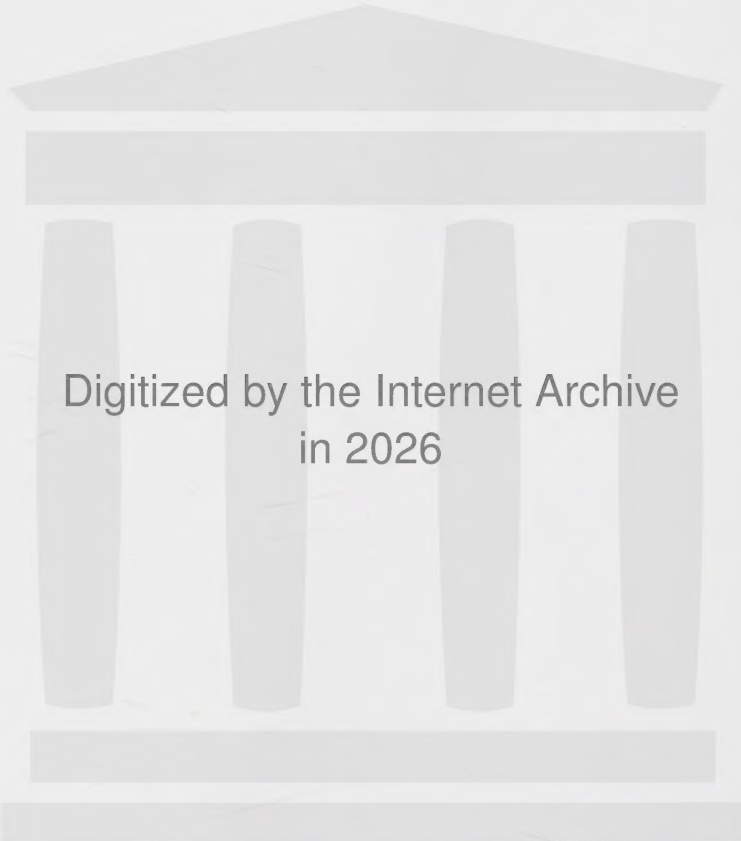
Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Veterinär-Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Heinrich Urwyler
von Brittnau, AG

genehmigt auf Antrag von
Prof. Dr. A. Müller, Referent
Prof. Dr. H.P. Ludin, Korreferent

Zürich 1982

Econom Druck AG, Basel



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41507220_0008

Aus der Veterinär-Chirurgischen Klinik der Universität Zürich

(Direktor: Prof. Dr. A. Müller)

Arbeit unter der Leitung von Dr. R. Heckmann

ZUR ABLEITUNG SOMATOSENSORISCHER REIZANTWORTPOTENTIALE

VOM CORTEX DES HUNDES

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Veterinär-Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Heinrich Urwyler
von Brittnau, AG

genehmigt auf Antrag von
Prof. Dr. A. Müller, Referent
Prof. Dr. H.P. Ludin, Korreferent

Zürich 1982

Econom Druck AG, Basel



Meiner Frau und meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einführung	4
2. Grundlagen	7
3. Zur Methodik	10
4. Ergebnisse	16
5. Diskussion	24
6. Zusammenfassung	31
7. Verzeichnis der für die Narkose, Relaxation und Lokalanästhesie verwendeten Präparate	32
8. Literaturübersicht	33

1. Einführung

Die Entwicklung in der Veterinärmedizin bringt es mit sich, dass auch der neurologischen Untersuchung des Hundes vermehrt Beachtung geschenkt wird. Gerade für die Prognose von Rückenmarkläsionen ist eine möglichst genaue Höhenlokalisierung und die Feststellung des Ausmasses des Schadens von ausschlaggebender Bedeutung. Eine frühzeitige Diagnose ist für den Tierarzt ebenso interessant wie für den Tierbesitzer, da auch dieser im Allgemeinen bestrebt ist, dem Tier bei aussichtsloser Prognose weitere Leiden nach Möglichkeit zu ersparen. Die heute vielerorts angewandten Untersuchungsmethoden vermögen nicht in allen Belangen zu befriedigen.

- Röntgenaufnahmen lassen nur die Darstellung wesentlicher Veränderungen des Skeletts zu,
- Myelogramme weisen nur Prozesse nach, welche den Subarachnoidalspalt einengen und
- das Elektromyogramm weist ebenfalls erhebliche Nachteile auf: es lässt sich erst Tage nach einer akut aufgetretenen Nervenläsion einsetzen, zeigt nur Läsionen an Vorderhornzellen oder motorischen Nervenwurzeln auf und gestattet zudem keine Höhenlokalisation (19,25,36,39).

Neue Verfahren wie die Angiographie bei spinalen Erkrankungen, die Szintigraphie oder die Computertomographie haben als technisch aufwendige oder teure Untersuchungsmethoden in der Tiermedizin bisher kaum Eingang gefunden. Allen diesen Untersuchungstechniken ist gemeinsam, dass sie nur raumfordernde Prozesse oder vaskuläre Erkrankungen nachweisen können. Erkrankungen ohne grobmorphologische Veränderungen am Rückenmark (3,18) können nur mit einem Verfahren erkannt werden, welches den Funktionszustand der Rückenmarksbahnen direkt überprüft. Zu diesem Zweck bietet sich folgende beim

Menschen bereits erfolgreich eingesetzte Methode (22) an: Nach Reizung somatosensorischer Anteile des peripheren Nervensystems tritt mit einer zeitlichen Verzögerung im EEG eine Schwankung auf, die als corticales Reizantwortpotential bezeichnet wird. Betrifft nun eine Funktionsstörung afferente Bahnen des Rückenmarks, so ist zu erwarten, dass die Stimulation von Segmenten kranial der Läsion ein normales Reizantwortpotential erzeugt, während Reize auf der Höhe der Läsion oder kaudal davon zu einem pathologisch veränderten corticalen Potential und zu einer Latenzzeiterhöhung führen (28).

Zwischen Mensch und Tier bestehen einige wesentliche anatomische Unterschiede, die eine direkte Uebertragung des in der Humanmedizin angewandten Verfahrens auf das Tier verunmöglichen.

Die in der Humanmedizin angewandte perkutane Reizung mit Oberflächen Elektroden (22) ist beim Hund nicht möglich (Heckmann, Oettli, persönliche Mitteilung). Die Wirbelsäule des Hundes verläuft weniger oberflächlich als beim Menschen, sodass das Aufsuchen spinaler Segmente durch Palpation der Dornfortsätze insbesondere bei kräftig gebauten oder fetten Tieren ausserordentlich erschwert wird. Im weiteren ist das Gehirn des Hundes durch eine sehr massive Knochenkapsel geschützt. Dadurch kommt es bei oberflächlicher Ableitung von Reizantwortpotentialen zu zusätzlichen Problemen: Die Signale werden durch die dicke Isolationsschicht abgeschwächt und das Auffinden der sensorischen Rindenregion ist wesentlich schwieriger. Im Gegensatz dazu sind allerdings die physiologischen Voraussetzungen die gleichen, sodass eine Uebertragung der Methode auf das Tier für eine klinisch neurologische Untersuchung dennoch gerechtfertigt ist.

Bereits im Jahre 1890 gelang es Beck (5), beim Hund nach Reizung der Retina negative Spannungen vom Occipitallappen

der gegenüberliegenden Hirnhemisphäre abzuleiten. 1947 machte Dawson (10) bei einem Patienten mit Myoclonus-Epilepsie die corticale Antwort nach elektrischer Reizung eines peripheren Nerven durch photographische Ueberlagerung reizsynchrone EEG-Abschnitte an einem Oscillographen sichtbar. Dies war nur möglich, weil die Amplitude des corticalen somatosensorischen Reizantwortpotentials in diesem Fall gegenüber normalen Individuen bis zu zehn mal grösser ist. Im weiteren gelang es Dawson (11,12), mit dieser Methode deutlich ausgeprägte Antwortpotentiale über den entsprechenden Projektionsfeldern zu registrieren. 1954 entwickelte er eine Methode zur Aufsummierung der nach jedem Reiz an der Schädelhaut abgeleiteten EEG-Schwankungen (13), wodurch im Summenpotential die Amplituden der spezifischen corticalen Reizantwort scheinbar vergrössert werden, da reizunabhängige, nicht periodische Schwankungen gegen Null konvergieren.

In der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden, ob es möglich ist, Spinalnerven an ihrer Austrittsstelle aus dem knöchernen Rückenmarkskanal elektrisch zu reizen und über dem sensorischen Rindengebiet Antwortsignale abzuleiten, die eine eindeutige Zuordnung zu den einzelnen spinalen Segmenten erlauben. Es ist zu erwarten, dass messbare Latenzunterschiede auftreten. Im weiteren wird versucht, die Form der registrierten Potentiale im Hinblick auf ihre diagnostische Verwertung zu analysieren.

2. Grundlagen (11,15,17,22)

Die zu den Rezeptororganen ziehenden Nervenfasern stammen aus den pseudounipolaren Nervenzellen der extradural liegenden Spinalganglien und bilden zusammen den afferenten Anteil des peripheren Nerven. In der Peripherie weisen diese Nervenzellfortsätze eine Markscheide auf. Die Erregungsleitungsgeschwindigkeit wird dabei wesentlich erhöht, da der Membranwiderstand an den Ranvier'schen Schnürringen erheblich geringer ist, sodass nur dort der für die Depolarisation verantwortliche Ionenfluss zustande kommt.

Neuriten, welche die Erregung von Schmerz-, Druck- und Temperaturrezeptoren weiterleiten, werden im Hinterhorn des gleichen oder ein bis zwei Segmente höher liegenden Segments synaptisch auf ein weiteres Neuron umgeschaltet. Diese Neuriten ziehen zur kontralateralen Rückenmarkseite und verlaufen im Tractus spinothalamicus zum Thalamus. Von den spezifischen sensiblen Thalamuskernen (Nucleus posterolateralis und Nucleus posteromedialis) aus projizieren sich die thalamocorticalen Bahnen nach einer Rotationsbewegung in das Rindengebiet des Gyrus postcentralis und des Lobus praecentralis. Man bezeichnet dieses Rindengebiet als corticales sensibles Projektionsfeld. - Neben dem Tractus spinothalamicus werden sensorische Potentiale auch in den Hintersträngen zentralwärts geleitet. Die ersten zentralen Neurone liegen auf der Höhe der Pyramidenbahnkreuzung (Nucleus cuneatus, Nucleus gracilis) und senden ihre Neuriten durch den Lemniscus medialis zur kontralateralen Seite. Erst im Bereich des oberen Pons-Abschnittes kommt es zur Vermischung aller sensiblen Bahnen.

Zwischen der Innen- und der Aussenseite einer Nervenzelle besteht im Normalfall eine Potentialdifferenz von 60 bis 90 mV. Diese Potentialdifferenz ist im Zellinneren gegenüber dem Zelläusseren negativ, man bezeichnet sie als Membran- oder Ruhepotential. Es besteht im wesentlichen in

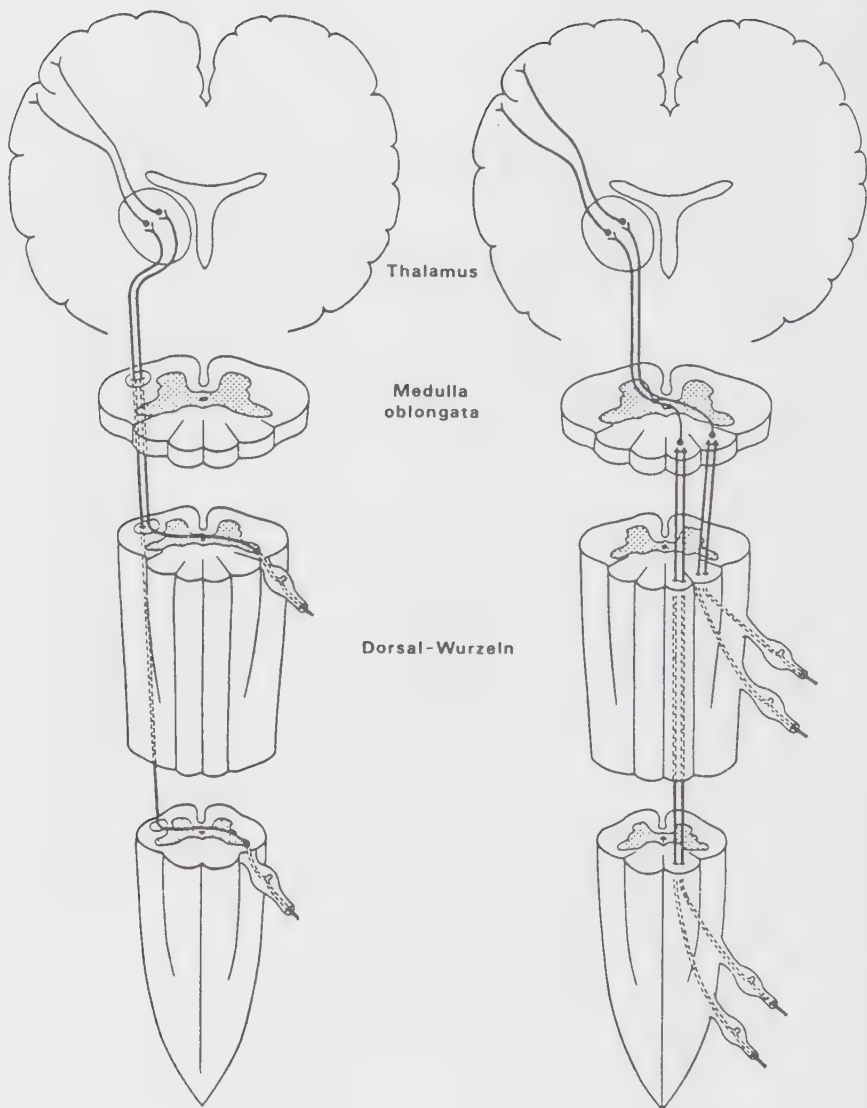


Abb. 1 Schematische Darstellung afferenter Bahnen
 links: Tractus spinothalamicus lateralis
 rechts: Funiculus posterior
 (nach DUUS, 17)

einem K-Ionen-Ungleichgewicht zwischen intra- und extrazellulärem Raum, welches aktiv durch Membranmechanismen aufrecht erhalten wird.

Bei der Reizung einer erregbaren Membran wird diese auch für Na-Ionen permeabel. Dieser Umstand führt zu einer Depolarisation, die nach Ueberschreitung der Reizschwelle ein sogenanntes Aktionspotential auslöst. Dabei kommt es zu einer weiteren starken selektiven Erhöhung der Na-Ionen-Permeabilität und demzufolge zu einem weiteren Einstrom von Na-Ionen in das Zellinnere, wodurch das Potential im Intrazellulärraum auf + 20 bis 40 mV ansteigt. Nach diesem Aktionspotential nimmt die Membranpermeabilität für K-Ionen deutlich zu und es kommt zu einem K-Ionen-Ausstrom. Schliesslich wird durch die Na/K-Pumpe als aktiver Prozess wiederum das normale Ruhepotential erreicht. Das Aktionspotential folgt dem Alles- oder Nichts-Gesetz und bleibt daher in seiner Amplitude unvermindert.

Bei myelinisierten Nervenfasern treten Erregung und Erregungsleitung auf Grund des hohen elektrischen Widerstandes der Markscheide nur an den Ranvier'schen Schnürringen auf. Diese schnelle Art der Erregungsausbreitung wird als saltatorisch bezeichnet, wobei die Phänomene der Umpolarisierung die gleichen bleiben, wie wenn die Ausbreitung über die ganze Membranoberfläche erfolgte.

Mit zunehmender Reizstärke werden immer mehr Nervenfasern zugeschaltet, bis beim supramaximalen Reiz die Gesamtheit aller Nervenfasern aktiviert wird.

3. Zur Methodik

Bezüglich der elektrophysiologischen Untersuchung des Hundes stellen sich einige Probleme, welche eine direkte Anwendung der in der Humanmedizin praktizierten Methode verunmöglichen.

Als erstes ist es nicht möglich, den Hund im wachen Zustand zu untersuchen, da eine direkte Reizung der Nervenstämmen oder der Spinalnerven erforderlich ist. Eine solche Reizung wird vom Tier als schmerzhaft oder zumindest als unangenehm empfunden und ruft entsprechende Abwehrreaktionen hervor. Eine Zwangsfixation im Wachzustand ist andererseits dem Patienten nicht zumutbar. - Als einzige Möglichkeit bietet sich hier die Vollnarkose des Tieres an, welche aber ihrerseits wiederum den Nachteil hat, die Aktivität der Grosshirnrinde zu beeinflussen, sodass die derart ermittelten Ergebnisse nicht Werte beim wachen Tier repräsentieren. Ausserdem werden die corticalen Potentiale durch Medikamente zum Teil stark beeinflusst (1,2,9,23,24,32), sodass beispielsweise gewisse Anaesthetika für derartige Untersuchungen ausscheiden. Aus diesem Grunde wurde in der vorliegenden Arbeit stets das gleiche Narkoseschema angewendet, sodass der systematische Fehler in allen Versuchen stets als gleich betrachtet werden kann.

1. Prämedikation ca. 10 Min. vor Versuchsbeginn

0,3 ml/kg Polamivet^R

0,01 ml/kg Vetranquil^R

2. Intubation

3. N₂O/O₂ im Verhältnis 2:1 bis 4:1

Halothan 1,5 - 2 Vol%

Der Hund wurde dabei stets im Toleranzstadium gehalten.

4. Dauernde Narkoseüberwachung durch eine Hilfsperson.

Die Körpertemperatur wurde rektal mit einem elektrischen Thermometer kontinuierlich gemessen und mittels eines Wärmekissens im Bereich von 37 - 39°C gehalten. Im weiteren wurden das EKG und die Pulsfrequenz mit einer Patientenüberwachungsanlage kontrolliert.

Zur elektrischen Nervenreizung gelangte ein Reizgerät zur Anwendung, welches Rechteckimpulse von 0,1 msec Dauer mit einer Frequenz von 1,4 Reizen pro Sekunde erzeugt. Als Reizelektroden wurden teflonisierte Stahlnadeln von 0,7 mm Durchmesser mit blanker Spitze verwendet. Sie wurden derart im Bereich des zu reizenden Nerven platziert, dass mit möglichst geringen Spannungen eine supramaximale Reizung erzielt werden konnte. Mit der Registrierung des Summenpotentials eines vom gereizten Nerv versorgten Muskels mit Hilfe einer konzentrischen Elektrode wurde der optimale Sitz der Reizelektroden überprüft. Zur optimalen Platzierung der Ableitelektroden über der sensorischen Rindenregion wurden vor jedem Versuch Nervenstammreizungen an dicken peripheren Nerven durchgeführt. Folgende Nervenstämmen wurden dabei untersucht:

- N. tibialis: ca. 3 cm oberhalb des Sprunggelenks unmittelbar an der Tibia (palpierbar zusammen mit der A. tarsica med.)
- N. ischiadicus: zwischen Trochanter major und Tuber ischiadicum.
- N. ulnaris: auf der medialen Seite der Vordergliedmasse direkt oberhalb des Ellenbogengelenks.*

Zur Höhenlokalisation von Rückenmarkschäden sind Reizungen der einzelnen Spinalnerven erforderlich. In der vorliegenden Untersuchung wurden im Thorax- und im Lendenbereich die Dornfortsätze der einzelnen Brust- und Lendenwirbel palpiert und

die Reizelektroden unter Berücksichtigung der anatomischen Verhältnisse möglichst nahe an den Austrittsstellen des Nerven aus dem Rückenmarkskanal angebracht. Im Brustbereich konnte der korrekte Sitz der Reizelektroden durch Platzierung einer konzentrischen Ableitelektrode im zugehörigen M. intercostalis nachgewiesen werden. Versuche von Reizungen der Spinalnerven im Halsbereich scheiterten an starken Zuckungen der Halsmuskulatur, wodurch eine Kontrolle des Sitzes der Elektrode verunmöglicht wurde. Mangels einer Methode zur gezielten Reizung dieser Spinalnerven wurden im Bereich der Halswirbelsäule keine Messungen durchgeführt, da uns bei blinder Elektrodenplatzierung das Risiko von Verletzungen des Rückenmarks für routinemässige Untersuchungen als zu gross erscheint.

Anlässlich der durchgeführten Versuche wurden bei 10 verschiedenen Hunden die Latenzen der Signale folgender Reizorte gemessen:

N. tibialis	Hund No. 1,2,4,5,6,10
N. ischiadicus	Hund No. 1,2,3,5,6,7,8,9,10
L 1	Hund No. 1,3,5,6,7,8,9,10
Th 13	Hund No. 1,2,4,7,10
Th 12	Hund No. 1,5
Th 11	Hund No. 1,2,6
Th 10	Hund No. 1,4,5
Th 8	Hund No. 2,3,4,6,7,8,9
Th 6	Hund No. 2,4,5,6,7
Th 3	Hund No. 3,9
N. ulnaris	Hund No. 2,6,7,10

Ein zweites Problem bei der Untersuchung des Hundes ist die im Gegensatz zum Menschen wesentlich dickere Schädelkapsel; dadurch entstehen erhebliche Spannungsverluste und somit deutlich kleinere Amplituden der Antwortsignale. Vor allem bei nicht optimaler Platzierung der Ableitelektroden können Kurvenanteile mit kleiner Amplitude (38) unter Umständen ganz verloren gehen. In sämtlichen bisher

veröffentlichten experimentellen Arbeiten am Tier wurden die somatosensorischen Reizantwortpotentiale am freigelegten Gehirn abgeleitet (6,7,21,29,31,33,34,35). Im Hinblick auf eine einfache und rationelle Untersuchung wurde jedoch auf eine Trepanation der Schädeldecke zur Elektrodenplatzierung verzichtet, da dieser Eingriff für eine klinische Untersuchung am Patienten nicht in Frage kommt.

Im weiteren reicht die luftgefüllte Höhle des Sinus frontalis relativ weit nach caudal (30, Abb.2). Wir haben deshalb darauf geachtet, dass die Ableitelektroden direkt am caudalen Ende des Sinus frontalis angebracht wurden. Als Ableitelektroden dienten ebenfalls teflonisierte Stahlnadeln mit blanker Spitze, welche ca. 1 mm tief im Schädelknochen fixiert wurden. Die differente Elektrode wurde möglichst genau über dem kontralateralen somatosensorischen Rindengebiet platziert, ca. 1,5 cm lateral des Vertex auf der Höhe der Aufgabelung der Crista sagittalis externa, die indifferente Elektrode direkt in der Aufgabelung der Crista (14).

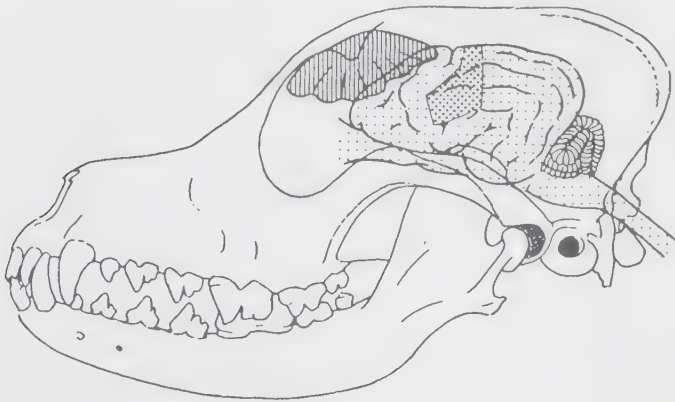


Abb. 2 Anatomische Verhältnisse im Bereich der Ableitstellen
Das deutlich punktierte Feld markiert die optimale Region zur Platzierung der Ableitelektroden. – Das senkrecht schraffierte Feld stellt den Sinus frontalis dar.

Die Erdung erfolgte am rechten Ohr mittels einer subcutan gesteckten blanken Injektionskanüle, an die das Erdungskabel mit einer Krokodilklemme angeschlossen wurde. Die Signale wurden im EMG-Gerät verstärkt und auf dem Monitor dargestellt. Im Averager wurden die verstärkten Einzelsignale aufsummiert, gespeichert und anschliessend mit Hilfe eines X-Y-Schreibers zur Auswertung auf Millimeterpapier aufgezeichnet. Um eine Registrierung von massefortgeleiteten Artefakten auszuschliessen, wurde die tatsächliche Nervenleitung der Signale in zwei Fällen durch eine Infiltration des gereizten Nervs proximal der Reizstelle mit 2 ml Lidocain 1 % nachgewiesen. Einige Versuche wurden unter Relaxation der Tiere mit Flaxedil^R (6) durchgeführt, sodass gezeigt werden konnte, dass tatsächlich nicht irrtümlicherweise fortgeleitete Muskelaktionspotentiale registriert wurden.

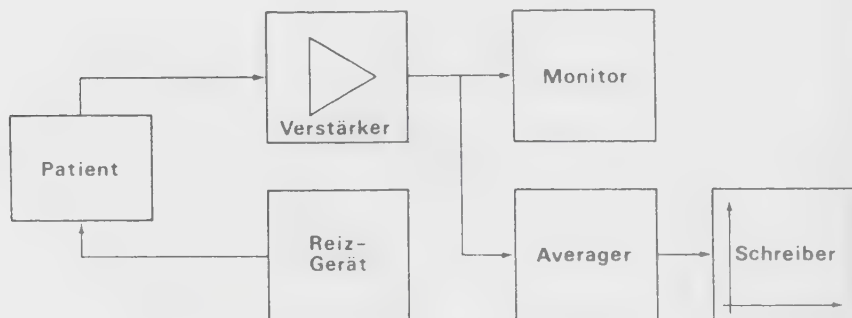


Abb. 3 Schematische Darstellung der Versuchsanordnung

Die Latenzzeit zwischen Reiz und Antwortsignal wurde durch Ausmessen der Strecke zwischen dem Reizeinbruch und der ersten negativen Spitze ermittelt. Die Distanz vom Reiz- zum Ableitort wurde mit Hilfe eines Messbandes gemessen, wobei die Messung stets von der gleichen Person möglichst dem Verlauf des Nervs folgend durchgeführt wurde, um den

Messfehler so klein wie möglich zu halten. Im Bereich des Schädels wurde vom Occiput eine Gerade zum somatosensorischen Projektionsfeld angenommen.

Als technische Ausrüstung standen folgende Geräte zur Verfügung:

1 DISA - 3 - Kanal - Elektromyograph	14 A 30
bestehend aus	
3 Verstärkereinheiten	14 C 10
1 Monitor	14 B 70
1 Steuereinheit	14 F 01
1 Ministim (Reizeinheit)	14 E 10
1 DISA Digital Averager	14 G 01
1 X-Y-Recorder WATANABE	WX 441
1 Patientenüberwachungsanlage HELBIGE	
1 Temperaturmessgerät ELLAB	TE 3

4. Ergebnisse

Bereits in den ersten Versuchen zeigte es sich, dass Antwortsignale vom sensiblen Cortex registriert werden können. Als optimal in Bezug auf die Ausmessbarkeit der Kurven erwiesen sich dabei je nach Leitungsdistanz Analysenzeiten von 100 bis 200 msec und eine Summation von 512 Einzelpotentialen. Bei noch vertretbarem zeitlichen Aufwand war die erste negative Spitze des Potentials zur Ermittlung der Latenzzeit genau festzustellen und auszumessen (Abb. 4 und Abb. 5).

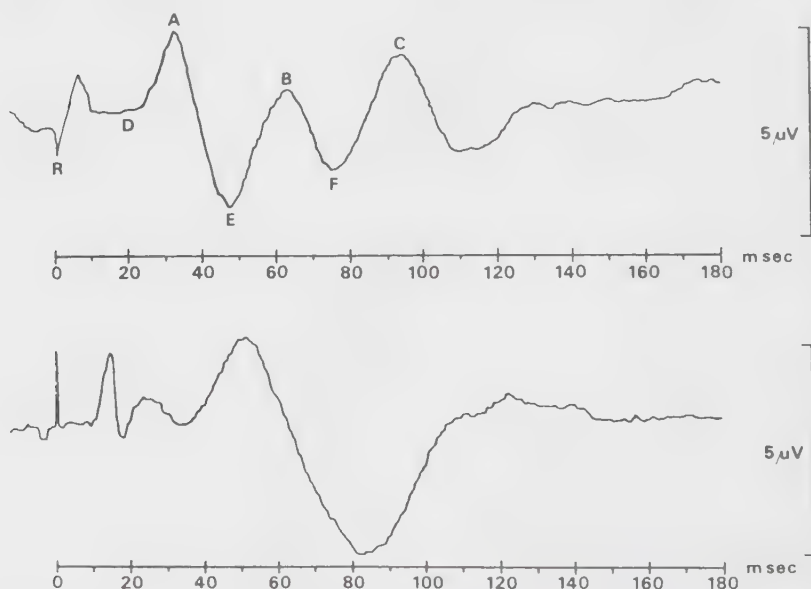


Abb. 4 Vergleich des somatosensorischen Reizantwortpotentials
beim Menschen und beim Hund
oberes Bild: Mensch (nach JOERG, 20)
unteres Bild: Hund (Reizung am N. ischiadicus, Ab-
leitung über dem kontralateralen corticalen Projektionsfeld)

Die zu Beginn der Versuche für die Erzielung supramaximaler Reize erforderliche Spannung konnte mit fortschreitender Übung im Platzieren der Reizelektroden wesentlich gesenkt werden.

Im Gegensatz zur Untersuchung am Menschen wurde beim Hund eine Kurvenform registriert, die meist nicht die dort beschriebenen drei negativen und positiven Potentialspitzen aufweist (4,22,29,33,35, vgl. auch Abb. 4 und Abb.5). Wir haben deshalb die in der Humanmedizin verwendete Nomenklatur (22) nicht übernommen.

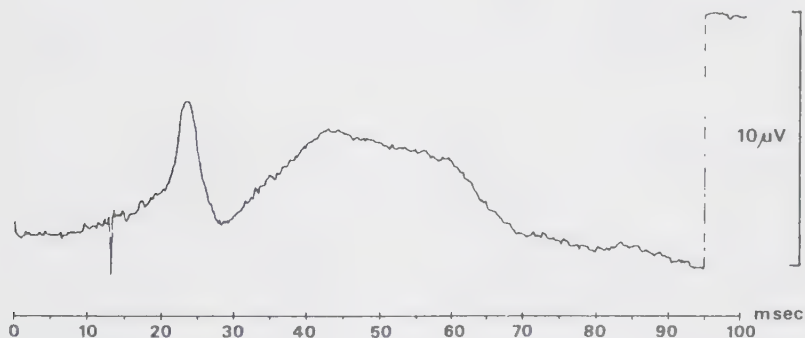


Abb. 5 Typisches beim Hund registrierbares corticales Antwortpotential

Beim Hund bestand das Antwortpotential in der Regel in einer negativen Anfangsauslenkung von ca. 4 bis 10 μV (38) mit einer Latenz, welche deutlich abhängig von der Leitungsdistanz war (Abb. 5). Bei einigen Tieren wurden nur sehr kleine, in der positiven Schwankung manchmal fast untergehende erste negative Spitzen registriert (38), in einigen Fällen begann das Signal mit einer positiven Anfangsschwankung. Die späteren Kurvenanteile sind in ihrer Amplitude und Latenz inkonstant (Abb. 4 und Abb. 5), sie dauern bis 1,5 sec nach dem Reiz an. Von einem Tier zum anderen und durch verschiedene Technik des Fixierens der gereizten Gliedmassen variiert

ten diese Kurvenanteile sehr stark und konnten durch Relaxation des Tieres zum grössten Teil sogar zum Verschwinden gebracht werden. Eindeutig konstant und reproduzierbar war nur der erste Anteil der registrierten Signale. Durch die Relaxation mit Flaxedil^R wurden weder die Amplitude noch die Latenz dieses ersten Potentialanteils verändert (Abb. 6).

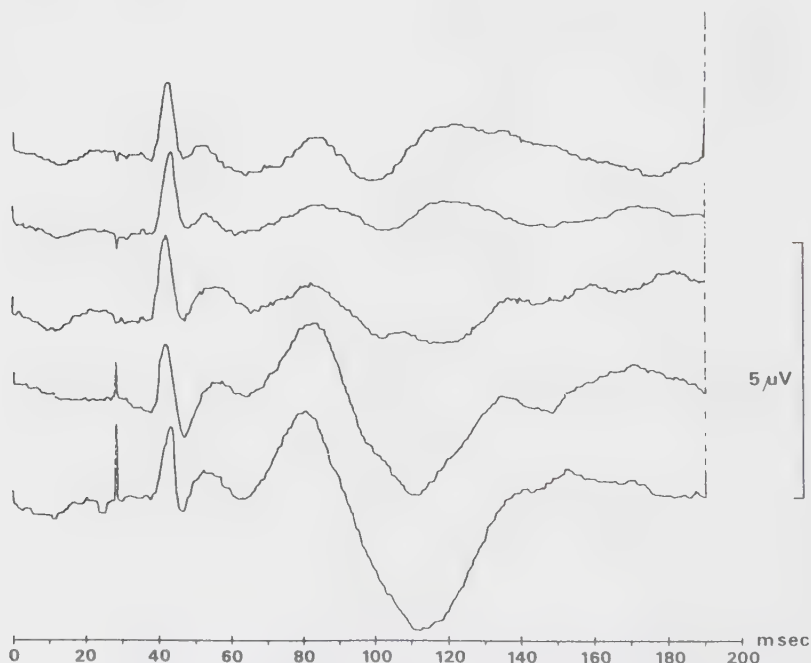


Abb. 6 Wirkung der Relaxation auf das somatosensorische Reizantwortpotential. Die Wirkung des Relaxans (Flaxedil^R) nimmt von oben nach unten ab.

Die mit abnehmender Wirkung von Flaxedil^R stets grösser werdenden Amplituden der späteren Kurvenanteile lassen möglicherweise auf Artefakte schliessen.

Die zweimal durchgeführte Lokalanästhesie des N. ischiadicus

mit 2 ml 1% Lidocain proximal der Reizstelle ergab eine mit dem Wirkungseintritt des Lokalanästhetikums parallel verlaufende Abflachung des Reizantwortpotentials bis zum vollständigen Verlust des Signals bei voller Wirkung. Mit dem Nachlassen der Lidocainwirkung konnten auch wieder zunehmende Antwortpotentiale registriert werden.

In mehreren Versuchen wurde neben der kontralateralen Ableitung eine weitere differente Elektrode spiegelbildlich über der ipsilateralen sensorischen Rindenregion angebracht. Die hiermit registrierten Antwortpotentiale waren in ihrer Amplitude gegenüber den kontralateral auftretenden deutlich vermindert, wiesen in ihrer Latenz jedoch keine messbaren Unterschiede auf. Dies entspricht den beim Menschen beobachteten und beschriebenen Verhältnissen (13).

Einen Einfluss auf die Qualität der registrierten Reizantwortpotentiale scheint auch die Tiefe der Narkose zu haben. Das gleichzeitig mit dem Reiz jeweils auf dem Bildschirm dargestellte EEG zeigte eine oberflächliche Narkose jeweils durch eine deutlich gesteigerte Aktivität (grössere Amplituden) an. Bei derartigen Narkosezuständen war stets das registrierte Signal von deutlich schlechterer Qualität als bei ausreichend tiefer Narkose.

Bei den Reizungen der Spinalnerven stellte es sich heraus, dass die Amplituden dieser Antwortpotentiale wesentlich kleiner waren als bei Reizungen der Gliedmassennerven. Sie betrugen lediglich noch 1 - 3 μ V im Vergleich zu bis zu 10 μ V bei den peripheren Nerven.

Bei zwei Hunden gelang die Ableitung von Reizantwortpotentialen trotz mehrmaliger Versuche nur so mangelhaft, dass die Kurven nicht ausgewertet werden konnten. In einem Fall handelte es sich um ein sehr muskulöses, im anderen um ein ausserordentlich fettes Tier.

Um die Verwendbarkeit der vorgeschlagenen Methode zu prüfen, wurden bei zehn weiblichen Bastardhunden verschiedene Spinalnerven im Lenden- und Thoraxbereich gereizt und die Antwortsignale über der kontralateralen somatosensorischen Rindenregion abgeleitet. In den meisten Fällen konnten von Segment zu Segment unterschiedliche Latenzzeiten der sensorischen Reizantwortpotentiale registriert werden. Die Ergebnisse dieser Untersuchung sind in der Tabelle 1 zusammengefasst.

Die Abbildung 7 zeigt eine zusammenfassende Darstellung der Resultate sämtlicher Spinalnervenreizungen. Die Regressionsgerade wurde aus den 35 zur Verfügung stehenden Einzelwerten errechnet. Die Streuung ist verhältnismässig gross, dies kommt auch im Korrelationskoeffizienten von 0,87 zum Ausdruck.

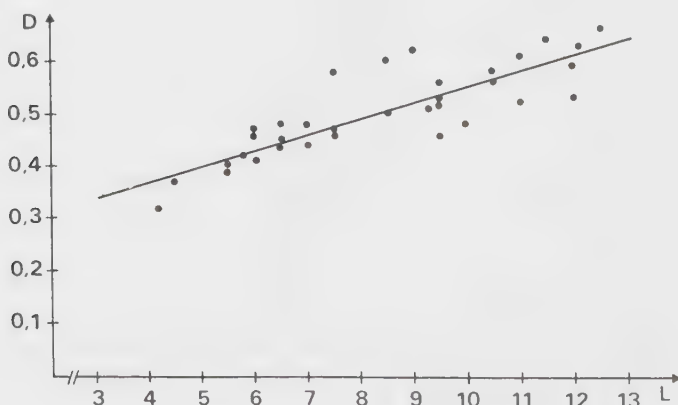
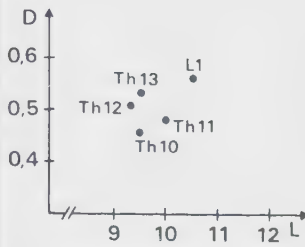
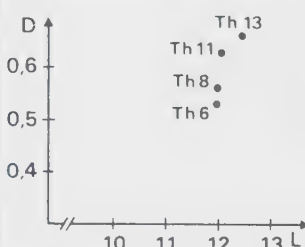
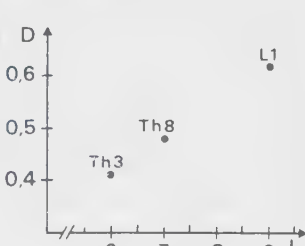
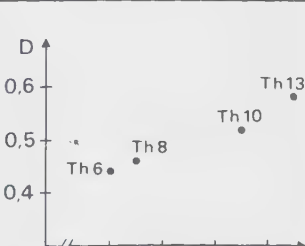


Abb. 7 Zusammenfassende Darstellung der Spinalnervenreizungen an 10 weiblichen Hunden (siehe auch Tabelle 1)
D = Distanz zwischen Reiz- und Ableitort in m
L = Latenzzeit in msec

Hund	Reizort	D(m)	L(m sec)	Spinalnervreizungen
1	N. tib. App. Bast. ca. 1j	1,04 0,80 0,56 0,53 0,51 0,48 0,46	15,5 13,5 10,5 9,5 9,3 10,0 9,5	
2	N. tib. App. Bast. ca. 1j	1,25 0,95 0,66 0,63 0,59 0,53 0,45	18,5 15,0 12,5 12,1 12,0 12,0 6,5	
3	N. isch. Spitz. Bast. ca. 1j	0,89 0,62 0,48 0,41	12,8 9,0 7,0 6,0	
4	N. tib. App. Bast. ca. 3j	1,20 0,58 0,52 0,46 0,44	16,5 10,5 9,5 7,5 7,0	

Hund	Reizort	D(m)	L(m sec)	Spinalnervreizungen
5	N. tib.	1,05	16,5	
	App.	0,86	13,5	
	ca. 1j	0,61	11,0	
	L 1	0,56	9,5	
	Th 12	0,50	8,5	
	Th 10	0,44	6,5	
6	N. tib.	0,94	15,0	
	App.	0,74	12,5	
	Bast.	0,52	11,0	
	ca. 1j	0,46	6,0	
	Th 11	0,42	5,8	
	Th 8	0,40	5,5	
7	N. uln.	0,36	5,0	
	N. isch.	0,73	10,5	
	App.	0,48	6,5	
	ca. 1j	0,47	6,0	
	L 1	0,37	4,5	
	Th 13	0,32	4,2	
8	N. uln.	0,32	4,0	
	DS-Bast.	0,95	18,5	
	L 1	0,64	11,5	
ca. 3j	Th 8	0,47	7,5	

Hund	Reizort	D(m)	L(m sec)	Spinalnervreizungen
9	N. isch.	0,80	13,0	
	App. L 1	0,52	9,5	
	Bast. Th 8	0,45	6,5	
	ca. 1j Th 3	0,39	5,5	
10	N. tib.	1,00	17,5	
	DS-Bast. N. isch.	0,86	13,5	
	ca. 2j L 1	0,60	8,5	
	Th 13	0,58	7,5	
	N. uln.	0,50	6,0	

Tabelle 1 Auswertung der Ergebnisse verschiedener Nervenstamm- und Spinalnervreizungen bei zehn weiblichen Hunden.

Zur Verdeutlichung der Messresultate wurden die ermittelten Werte der Spinalnervreizungen für jedes Tier einzeln in ein Koordinatensystem eingetragen. Die Ordinate zeigt dabei die manuell ausgemessene Distanz D in m, die Abszisse die Latenzzeit L in msec.

5. Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden zur Etablierung der Methodik ausschliesslich gesunde Tiere untersucht.

Trotz den beschriebenen methodischen Schwierigkeiten gelang die corticale Ableitung der evozierten Potentiale ohne grössere Probleme. Zur Erlernung der Untersuchungsmethode und zur optimalen Platzierung der Ableitelektroden erwies sich die Reizung von Nervenstämmen (N. tibialis, N. ischiadicus und N. ulnaris) vor der eigentlichen Untersuchung als unbedingt erforderlich. Die exakte Anbringung der Ableitelektroden über der somatosensorischen Rindenregion ist zur Registrierung der auf spinaler Ebene evozierten Potentiale von grundlegender Bedeutung.

Aufgrund der in den meisten Fällen registrierten Amplitudengrösse des Reizantwortpotentials von 2 bis 10 μ V war eine Summation von 512 Einzelpotentialen im Hinblick auf eine exakte Auswertung in der Regel ausreichend. Eine höhere Summierung bringt in den allermeisten Fällen keine Verbesserung der Interpretierbarkeit der Kurve und verlängert die Untersuchung unnötig. Andererseits kann die Summationszahl im Hinblick auf die vorkommenden ersten negativen Spitzen mit geringer Amplitude (38) nicht wesentlich gesenkt werden, da diese sonst in den normalen EEG-Schwankungen untergehen können.

Die Analysenzeiten von 200 msec bei grösseren und 100 msec bei kürzeren Distanzen zwischen Reiz- und Ableitort bewährten sich in den durchgeführten Versuchen. Der für die Auswertung wesentliche erste Kurvenanteil wurde dabei stets vollständig aufgezeichnet und das Reizantwortsignal in einer Form dargestellt, die eine einwandfrei definierte erste negative Spitze (bzw. erste positive Spitze) und somit eine gute Ausmessbarkeit der Latenzzeit ergab.

Die Ursache für die in einigen Fällen beobachtete positive Anfangsschwankung des Reizantwortsignals scheint in der Plazierung der Ableitelektroden zu liegen, wobei schon eine kleine Verschiebung der Elektroden unter Umständen eine Umpolung der Anfangsschwankung bewirken kann (13). Eine Beeinträchtigung der Richtigkeit der Messung wurde dabei nicht festgestellt.

Die sich bis 1,5 Sekunden lang fortsetzenden späten Kurvenanteile mit Amplituden von bis zu 100 μ V (27) enthalten neben späteren Anteilen der Reizantwort Artefakte durch die Bewegung der gereizten Muskeln. Dies konnte anhand der durchgeführten Muskelrelaxation mit Flaxedil^R bestätigt werden, welche ein weitgehendes Verschwinden oder zumindest eine wesentliche Reduktion der Amplituden dieser späten Potentialanteile zur Folge hatte (Abb. 6). Nur gerade der erste Anteil des cortical abgeleiteten Antwortsignals war davon nicht betroffen und somit eindeutig als somatosensorisches Reizantwortpotential zu identifizieren (8). Die späten Kurvenanteile liessen sich zudem in Wiederholungsmessungen am gleichen Tier meist nicht reproduzieren, während die erste negative Spitze jeweils mit guter Wiederholbarkeit registriert werden konnte.

Um die irrtümliche Registrierung volumengeleiteter Summenpotentiale auszuschliessen, wurde in zwei Fällen der N. ischiadicus mit Lidocain 1% lokal infiltriert. Aus dem vollständigen Ausfall der Reizantwort unter diesen Bedingungen ist zu schliessen, dass es sich um nervenfortgeleitete Potentiale und nicht um Artefakte handelte.

Durch die ipsilaterale Anbringung der Ableitelektroden konnte gezeigt werden, dass die Reizantwortpotentiale auch über der gleichseitigen Hirn-Hemisphäre abgeleitet werden können. Allerdings sind die Amplituden dieser Signale sehr klein; für Spinalnervenreizungen im Thoraxbereich sind sie selbst mit hoher Verstärkung und Summation meist nicht mehr

nachweisbar. Latenzunterschiede zwischen der kontralateralen und der ipsilateralen Ableitung wurden nicht festgestellt, da sie wahrscheinlich für eine Erfassung mit unserer Methode zu gering sind. Die ipsilaterale Ableitung evoked Potentiale ist demnach wenig sinnvoll und insbesondere bei Reizungen von Spinalnerven zudem meist unmöglich.

Der Einfluss der Narkose auf das somatosensorische Reizantwortpotential ist ausserordentlich gross (1,9,14,23,24). Bereits eine ungenügende Narkosetiefe manifestierte sich subjektiv in einer deutlichen Verschlechterung der Signalqualität, wahrscheinlich infolge zunehmender Spontanaktivität der Hirnrinde. Zur Erfassung der Antwortpotentiale bei spinalen Reizungen ist aufgrund der oft kleinen Amplituden daher eine möglichst tiefe Narkose anzustreben (Toleranzstadium). Es wurde in dieser Arbeit nicht untersucht, inwieweit eine andere Narkosemethode als die von uns verwendete die Reizantwort beeinflusst (34).

Bei der Reizung der Spinalnerven konnten nur Antwortpotentiale mit wesentlich geringerer Amplitude als bei der Reizung peripherer Nervenstämmen registriert werden. Besonders deutlich war dies im Bereich der Brustwirbelsäule, wo oftmals nur noch Amplituden von kaum mehr als 2 μ V resultierten. Die Ursache dafür liegt wahrscheinlich darin, dass nicht plexusbildende Spinalnerven deutlich weniger sensible Anteile aufweisen als plexusbildende oder periphere Nervenstämmen. Somit sind auch die vom sensiblen Cortex abgeleiteten Antwortpotentiale deutlich schwächer. Dies äussert sich in den geringeren Amplituden dieser Signale. Um dennoch verwertbare Ergebnisse zu erzielen, ist hier eine möglichst weitgehende Elimination äusserer Störeinflüsse anzustreben. Insbesondere ist auf eine optimale Fixierung des Tieres und auf eine ausreichende Narkosetiefe zu achten. Im weiteren sollten nur einwandfreie Elektroden mit intakter Isolationsschicht verwendet werden.

Die manuell vorgenommene Ausmessung der Distanz zwischen Reiz- und Ableitort ist ein verhältnismässig einfaches Verfahren, das lediglich genaue anatomische Kenntnisse des auszumessenden Nervs erfordert. Es hat jedoch den Nachteil, dass der Messfehler dabei relativ gross ist. Allerdings verringert er sich, wenn stets von derselben Person nach dem gleichen Schema gemessen und die Messung mehrmals wiederholt wird. Mehrere Untersuchungen am gleichen Tier zu verschiedenen Zeiten ergaben, dass mit Abweichungen von ca. 5% zu rechnen ist. Eine grössere Genauigkeit der Messung kann erreicht werden, wenn die Ausmessung der Distanz anhand von Röntgenaufnahmen erfolgt. Diese Methode ist jedoch insbesondere bei grösseren Hunden mit sehr hohem Aufwand verbunden und daher im Normalfall kaum gerechtfertigt. Messfehler geringeren Ausmasses sind auch bei der Ermittlung der Latenzzeit zu erwarten.

Werden die aus den aufgezeichneten Kurven ermittelten Latenzzeiten und Distanzen zwischen Reiz- und Ableitort in einem Koordinatensystem graphisch dargestellt (Tab. 1), so liegen die Werte der Spinalnervenreizungen in etwa auf einer Geraden.

Die erwähnte Genauigkeit der manuellen Ausmessung der Distanz zwischen Reiz- und Ableitort kann als stets ungefähr gleich gross betrachtet werden. Allerdings ist sie kaum die ausschliessliche Ursache der in der Abb. 7 zum Ausdruck kommenden relativ grossen Streuung der einzelnen Messwerte bei verschiedenen Tieren. Vielmehr bestehen deutliche individuelle anatomische und physiologische Unterschiede.

Da die untersuchte Gruppe von zehn Hunden alters- und grössenmässig in etwa homogen war und dennoch nur wenig übereinstimmende Werte lieferte, ist die Bestimmung von brauchbaren Normalwerten für bestimmte Tiergrössenbereiche nicht möglich. Es wurde nicht untersucht, ob sich bessere

Übereinstimmungen bei der Untersuchung einzelner Rassen ergeben. Neben den bereits erwähnten individuellen Besonderheiten hat auch das Alter der Tiere einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die Latenz evozierter Potentiale (3,16). Mit zunehmendem Alter ist demnach eine deutliche Reduktion der Nervenleitgeschwindigkeit und damit ein Ansteigen der Latenzzeiten für somatosensorische Reizantwortpotentiale zu erwarten. In der Literatur werden ausserdem Temperatureinflüsse auf die Erregungsleitung beschrieben (20,26). Dieser Faktor ist allerdings in diesem Fall kaum von Bedeutung, wenn der Konstanthaltung der Körpertemperatur des Patienten die nötige Sorgfalt gewidmet wird.

In pathologischen Fällen ist caudal der Läsion eine Erhöhung der Latenzzeit oder gar ein vollständiges Verschwinden des evozierten Potentials zu erwarten. Im ersten Fall muss ausserdem mit einer Abflachung der Kurve caudal der traumatisierten Stelle gerechnet werden. Da die Präzision der Methode infolge der erwähnten Messfehler nicht sehr hoch ist, sind nur deutliche Latenzzeiterhöhungen auf diese Art und Weise feststellbar. Es ging in dieser Arbeit jedoch in erster Linie darum, die Methode als solche auf ihre praktische Anwendbarkeit zu prüfen. Falls massive Schädigungen vorliegen, die ein vollständiges Verschwinden der Reizantwortpotentiale oder eine starke Latenzzeiterhöhung zur Folge haben, erachten wir die Untersuchung als möglicherweise gewinnbringend. Für weniger ausgeprägte Läsionen wird sie allerdings kaum aussagekräftig sein, da doch erhebliche Messfehler in Kauf genommen werden müssen.

Die Form der somatosensorischen Reizantwortpotentiale ist für diagnostische Aussagen beim Hund nicht verwertbar, die Potentialformen sind von Segment zu Segment unterschiedlich (8) und lassen sich nur schlecht reproduzieren. Die Grösse der Amplituden der ersten Potentialanteile ist neben dem Anteil des gereizten Nerven an sensiblen Fasern auch vom korrek-

ten, optimalen Sitz der Ableitelektroden und von der Dicke der Schädelkapsel des betreffenden Tieres abhängig.

Zum jetzigen Zeitpunkt können also lediglich die Latenzzeiten der Reizantwortpotentiale für diagnostische Aussagen verwendet werden. Nur dieser Parameter ist in wiederholten Versuchen eindeutig reproduzierbar. Die grosse Variationsbreite der anatomischen Verhältnisse beim Hund erlaubt nur relativ grobe Angaben über die korrekte Platzierung der Reiz- und Ableitelektroden, die optimale Anbringung der Elektroden ist bei jedem Tier individuell zu ermitteln. Aus diesen Gründen dürfen Kurvenform und Amplitudenhöhe als Beurteilungskriterien nicht berücksichtigt werden.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Apparate sind ausnahmslos auch für andere neurologische Untersuchungen einsetzbar. Falls die apparativen Einrichtungen für die Durchführung von Elektromyographien vorhanden sind, ist lediglich zusätzlich ein XY-Schreiber zur Aufzeichnung der Reizantwortpotentiale erforderlich.

Während der gesamten Dauer der Untersuchung ist eine ausgebildete Hilfsperson zur Ueberwachung der Narkose sowie zur künstlichen Beatmung bei allenfalls notwendiger Relaxation des Tieres notwendig. Auf die Muskelrelaxation kann jedoch unter normalen Bedingungen, d.h. wenn eindeutig definierte erste negative Potentialspitzen registriert werden können, verzichtet werden. Nur wenn die Signale durch Ueberlagerung mit Artefakten undeutlich sind, was bei einiger Uebung im Anbringen der Reizelektroden allerdings selten ist, ist eine Ruhigstellung der Muskulatur unter Umständen angebracht. Dabei ist jedoch in Betracht zu ziehen, dass die Kontrolle des optimalen Sitzes der Reizelektroden mit einer konzentrischen Elektrode im Muskel unter der Wirkung des Muskelrelaxans nicht mehr möglich ist. Die Reiz- und Ableitelektroden müssen daher stets vor der Einleitung der Relaxation angebracht und kontrolliert werden.

Für eine vollständige Untersuchung ist infolge der nicht unerheblichen Schwierigkeiten beim optimalen Plazieren der Reiz- und Ableitelektroden mit einer Untersuchungszeit von zwei bis drei Stunden zu rechnen. Da aber in der Regel eine ungefähre Lokalisation der Läsion mit Hilfe klinischer, radiologischer oder myelographischer Befunde möglich ist, sind bei ausreichender Uebung Untersuchungszeiten von weniger als zwei Stunden als realistisch zu betrachten. Es empfiehlt sich dabei jedoch stets, zu Beginn zur Optimierung der Lage der Ableitelektroden einen peripheren Nerv, beispielsweise den sehr einfach zu reizenden N. ischiadicus, aufzusuchen und die Ableitelektroden so anzubringen, dass dessen Reizantwortpotential optimal registriert werden kann. Erst bei bestmöglicher Plazierung der Ableitelektroden sind auswertbare Antwortsignale auch bei der Reizung von Spinalnerven zu erwarten.

6. Zusammenfassung

Es wird eine Methode zur Diagnostik von Rückenmarkschäden vorgestellt. Dabei werden Spinalnerven im Bereich der Lenden- und Brustwirbelsäule gereizt und die somatosensorischen Reizantwortpotentiale über der kontralateralen sensorischen Hirnrindenregion abgeleitet. Obwohl die Amplituden der evozierten Potentiale bei Reizungen von Spinalnerven wesentlich kleiner sind als bei der Reizung grosser peripherer Nervenstämmen, gelang die Registrierung von eindeutig auswertbaren Potentialen im ganzen Bereich der Lenden- und Brustwirbelsäule.

Die somatosensorischen Reizantwortpotentiale sind nur hinsichtlich der unterschiedlichen Latenzzeiten ihrer ersten negativen Spitzen auswertbar. Die späteren Kurvenanteile sind zur Hauptsache die Folge von Artefakten. Die Latenzzeiten der einzelnen Potentiale liegen angenähert auf einer Geraden; allerdings sind nicht unerhebliche Messfehler bei der Ermittlung der Distanz zwischen Reiz- und Ableitort sowie deutliche individuelle Unterschiede zwischen den einzelnen Tieren zu berücksichtigen. Die beschriebene Methode ist also zur Erfassung kleiner Latenzverschiebungen nicht geeignet.

Die Form der evozierten Potentiale und die Amplitudenhöhe der ersten negativen Spitze sind diagnostisch nicht verwertbar, da sie von zahlreichen individuell unterschiedlichen Faktoren abhängig sind.

7. Verzeichnis der für die Narkose, Relaxation und Lokalanästhesie verwendeten Präparate

- Narkoseeinleitung: Polamivet^R (Hoechst)
2,5 mg/ml 1-Polamidon
(= 6-Dimethyl-amino-4,4-diphenyl-3-heptanon-hydrochlorid)
Dosierung: 0,3 ml/kg KG
- Vetranquil^R (Lathévet)
1% Acepromacin maleinic.
Dosierung: 0,01 ml/kg KG
- Muskelrelaxation: Flaxedil^R (Abbot)
20 mg/ml Gallaminethiodid
(curareartige Wirkung)
Dosierung: 1 - max. 3 mg/kg langsam
i.v. mit gleichzeitiger
Elektrolytinfusion
- Aufhebung der
Flaxedilwirkung: Prostigmin^R (Roche)
0,5 mg/ml Neostigmin
(Cholinergikum)
Dosierung: 0,08 mg/kg
+ Atropin Sulf.
Dosierung: 0,02 mg/kg
- Lokalanästhesie: Lidocain 1%
Dosierung: 2 ml i.m. zur Infiltration

8. Literaturübersicht

- 1 Abrahamian H.A. et al.
Effects of thiopental on human cerebral evoked responses
Anesthesiology 24, 650 - 657, 1963
- 2 Averill D.R., De Lahunta A.
Effects of some central nervous system depressants on the normal canine electroencephalogram
Cornell Vet. 58, 620 - 632, 1968
- 3 Averill D.R.
Degenerative myelopathy in the aging shepherd dog: clinical and pathological findings
J. Am. Vet. Med. Ass. 162, 1045 - 1053, 1973
- 4 Baust W. et al.
Höhenlokalisation von Rückenmarksquerschnittsyndromen mittels corticaler Reizantwortpotentiale
Nervenarzt 43, 292 - 304, 1972 a
- 5 Beck A.
Die Bestimmung der Localisation der Gehirn- und Rückenmarksfunktionen vermittels der elektrischen Erscheinungen
Zbl. Physiol. 4, 473 - 476, 1890
- 6 Breazile J. et al.
Conduction velocities in the corticospinal tract of the horse
Experimental Neurology 17, 357 - 363, 1967
- 7 Brookhart J., Morris R.
Antidromic potential recordings from the bulbar pyramid of the cat
J. Neurophysiol. 11, 387 - 396, 1948

- 8 Ciganek L.
Some problems of measurement of the evoked potentials
Electroencephal. Clin. Neurophysiol. 24, 294, 1968
- 9 Davies H.S. et al.
The effect of anesthetic agents on evoked central
nervous system responses
Anesthesiology 19, 441 - 449, 1958
- 10 Dawson G.D.
Investigation on a patient subject to myoclonic
seizures after sensory stimulations
J. Neurol. Neurosurg., Psych. 10, 141 - 162, 1947
- 11 Dawson G.D.
Cerebral response to electrical stimulation of
peripheral nerve in man
J. Neurol. Neurosurg., Psych. 10, 137 - 140, 1947
- 12 Dawson G.D.
Cerebral responses to nerve stimulation in man
Brit. med. Bull. 6, 326 - 329, 1950
- 13 Dawson G.D.
A summation technique for the detection of small
evoked potentials
Electroencephal. Clin. Neurophysiol. 6, 65 - 84, 1954
- 14 De la Torre et al.
Pharmacologic treatment and evaluation of permanent
experimental spinal cord trauma
Neurology 25, 508 - 514, 1975
- 15 Dorland's Pocket Medical Dictionary
W.B. Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto
26. Ed., 1977

- 16 Downie A.W.
Sensory nerve conduction in patients with diabetes
mellitus and controls
Neurology 11, 876 - 882, 1961
- 17 Duus P.
Neurologisch-topische Diagnostik; Anatomie,
Physiologie, Klinik
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1976
- 18 Griffiths I.R., Duncan I.D.
Chronic degenerative radiculomyelopathy in the dog
J. small Anim. Pract. 16, 461 - 471, 1973
- 19 Heckmann R.
Beitrag zur Elektromyographie in der Veterinärmedizin
Dissertation, Zürich 1972
- 20 Hendriksen J.
Conduction velocity of motor nerves in normal subject
and in patients with neuromuscular disorders
M.S. Thesis (Phys. Med.) Minnesota, 1956
- 21 Jabbur S., Towe A.
Analysis of the antidromic cortical response following
stimulation at the medullary pyramids
J. Physiol. 155, 148 - 160, 1960
- 22 Joerg J.
Die elektrosensible Diagnostik in der Neurologie
Schriftenreihe Neurologie 19
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1977
- 23 Klemm W.R. et al.
Clinical electroencephalography in anesthetized small
animals
J. Am. Vet. Med. Ass. 148, 1038 - 1042, 1966

- 24 Klemm W.R.
Attempts to standardize veterinary electroencephalographic techniques
Am. J. Vet. Res. 29, 1895 - 1900, 1968
- 25 Kullen A.
Methoden zur Bestimmung der Myotome Th 10 bis L 7
beim Hund mit Hilfe der Elektromyographie
Dissertation Zürich 1978
- 26 Lambert E.H.
Diagnostic value of electrical stimulation of motor nerves
Nerves Progr. in Electromyogr. 22, 9 - 16, 1962
- 27 Larson L.E.
Electroencephalographic responses to peripheral nerve stimulation in man
Electroencephal. Clin. Neurophysiol. 5, 377 - 384, 1953
- 28 Martin S.
Evaluation of experimental spinal cord injury using cortical evoked potentials
J. Neurosurg. 39, 75 - 81, 1973
- 29 Mickle W., Ades H.
Spread of evoked cortical potentials
J. Neurophysiol. 16, 608 - 633, 1953
- 30 Nickel, Schummer, Seiferle
Anatomie der Haustiere, Band II
Paul Parey, Berlin und Hamburg, 1968
- 31 Norsell U.
An evoked potential study of spinal pathways projecting to the cerebral somatosensory areas in the dog
Exp. Brain Res. 2, 261 - 268, 1966

- 32 Parker A.J. et al.
Study of the use of evoked cortical activity for
clinical evaluations of spinal cord sensory transmission
Am. J. Vet. Res. 35, 673 - 678, 1974
- 33 Perl E., Whitlock D.
Potentials evoked in cerebral somatosensory region
J. Neurophysiol. 18, 486 - 501, 1956
- 34 Poliakova A.
Characteristics of evoked potentials with a short
latent period in the parietal association cortex
of the cat
Folia med. 7, 301 - 309, 1965
- 35 Poliakova A.
Origin of the early component of the evoked response
in the association cortex of the cat
Electroencephal. Clin. Neurophysiol. 32, 129 - 138, 1972
- 36 Rowe N.F.
Electromyographic study of the paraspinal muscles of
the dog in clinical intervertebral disc disease
Thesis, Auburn University, Alabama, 1975
- 37 Tonuma E.
Electroencephalography with barbiturate anesthesia
in the dog
Can. Vet. Jour. 8, 181 - 185, 1967
- 38 Vatter O.
Unblutige Ableitung somatosensorischer Antworten von
afferenten Nerven und der Hirnrinde des Menschen
Dtsch. Z. Nervenheilk. 190, 273 - 283, 1967
- 39 Würsch W.
Elektromyographische Untersuchung bei Läsionen
peripherer Nerven beim Hund
Dissertation Zürich 1979

Mein herzlicher Dank gilt allen, die in irgendeiner Form bei der Entstehung der Arbeit mitgewirkt haben. Im besonderen danke ich:

- Prof. Dr. A. Müller für die Ueberlassung des Themas und die Durchsicht der Arbeit,
- Prof. Dr. H.P. Ludin für die Durchsicht der Arbeit,
- Dr. R. Heckmann für seine Beratung und die Mithilfe bei der Niederschrift,
- Herrn P. Oettli für viele gute Ratschläge und die stets freundliche Unterstützung,
- meiner Frau für die Reinschrift der Arbeit,
- Frä. E. Ammann für die saubere Ausführung der Illustrationen und
- Herrn U. Niederhauser für seine Mithilfe bei den Versuchen

Lebenslauf

Geboren am 1. Juni 1953

Primar- und untere Mittelschule 1960 - 1970 in Reinach,
höhere Mittelschule Typus C 1970 - 1973 in Münchenstein
1973 - 1978 Studium der Veterinärmedizin an den Universitäten
Basel und Zürich

1978 Staatsexamen

1978 bis 1979 Dissertation und praktische Arbeiten am Tier-
spital Zürich

Seit Herbst 1979 Tätigkeit in der pharmazeutischen Forschung.

